

⑫ 特 許 公 報 (B 2)

平3-22185

⑤ Int. Cl.⁵

A 61 M 16/00

識別記号

3 2 0 B

庁内整理番号

7603-4C

⑭ 公告 平成3年(1991)3月26日

発明の数 1 (全14頁)

⑬ 発明の名称 呼吸装置

⑰ 特 願 昭57-500064

⑱ 出 願 昭56(1981)11月25日

⑲ 国際出願 PCT/US81/01559

⑳ 国際公開番号 WO82/01815

㉑ 国際公開日 昭57(1982)6月10日

㉒ 公表番号 昭58-500005

㉓ 公表日 昭58(1983)1月6日

優先権主張

㉔ 1980年11月26日 ㉕ 米国(US) ㉖ 210653

㉗ 1980年11月26日 ㉘ 米国(US) ㉙ 210654

⑭ 発 明 者

ダーカン・ゲラルド・アメリカ合衆国16603ペンシルバニア・アルトーナ27スト
ビー リート・アンド・ロビン・アベニユ

⑮ 出 願 人

トリテック インダス アメリカ合衆国 21045 メリーランド, コロンビア
トリーズ, インコーポ 8925-11 マクガワ コート ビー. オー. ボックス 56
レーテッド

⑯ 代 理 人

弁理士 池田 定夫

審 査 官

吉 村 康 男

⑰ 参 考 文 献

特開 昭52-118995 (JP, A)

特開 昭51-116090 (JP, A)

特開 昭53-31194 (JP, A)

特開 昭47-11797 (JP, A)

1

㉚ 請求の範囲

1 自然に呼吸している生体内呼吸系に、呼吸ガスを補足するための呼吸装置において、生体内呼吸系は吸気期間と呼気期間を有し、吸気期間T2はこの間周囲の気圧に対してマイナスの圧力が、前記系内に呼吸ガスが導入される部分において、生体内呼吸系に存在し、呼気期間は前記系に呼吸ガスが導入される部分において、生体内呼吸系に存在する周囲圧に対してプラスの圧力からなり、次の手段を有する呼吸装置；

吸気期間の始動を感知する手段と、

吸気期間において、生体内呼吸系内で生じる、周囲圧に対してマイナス圧の時間T2を示す第1信号を発生する手段と、

前記第1信号発生手段に接続され、呼吸ガスが生体内呼吸系に供給される呼吸期間T1を吸気期間T2より短かく予め決定するためのタイミング手段と、

2

期間T1に関連した期間を有する第2信号を発生するための手段と、

第2信号によつて制御され、前記感知された吸気に基づいて、呼吸ガスを生体内呼吸系に直ちに供給するための手段と、この際供給ガスは期間T1だけ供給され、このガスは前記感知された吸気のほぼ始めに供給され、またこのガスの供給割合R1は、前記呼吸系と接触する血液内に前記ガスの分圧の1つの上昇を引き起して、吸気期間T2の間より低い割合R2で呼吸ガスを連続的に適用した場合と少なくとも同じになるような値に設定される、および

期間T1を有する呼吸ガスを複数の連続吸気期間にわたつて供給できるように、前記呼吸装置を自動的に再循環するための手段。

2 期間T1が期間T2の値の0.25より小さい、特許請求の範囲第1項に記載の装置。

3 期間T1が0.5秒より短い、特許請求の範

冊第1項に記載の装置。

4 前記供給ガス量V1が、前記ガスを割合R2で期間T2だけ供給して生じるガス量V2よりも多くない、特許請求の範囲第1項に記載の装置。
アブストラクト

流体的に作動する呼吸装置は、呼吸停止時回路10と要求ガス回路20とを包有する。呼吸停止時回路10は、可変キャパシタンス装置132と、吸入が起ると、該回路10から流体が急速に放出する排出手段130とを包有する。もし呼吸停止時が起ると、回路10は、流体のある既定容量が回路10に設定されるので、1以上の信号136を作動させる。呼吸装置の要求ガス回路20は、吸入の発端でかつ吸入期間の極く一部である期間の間患者に呼吸ガスを供給する。

背景

本発明は呼吸装置及びそれを作動させる方法に関し、とくに間欠的な要求酸素流れ及び／又は呼吸停止時検出を特色とするような装置及びその作動方法に関する。

間欠的な要求酸素流れは、過去において、患者に対し酸素流れを供給するために一般にかかる高い費用を軽減するための企図として試みられている。デイ、アウエルバツハ等 (Chest, 74: 1978年7月1日、頁39-44) はこのような企図の歴史を省りみて、間欠一要求鼻流れを使用した酸素カニューレシステムで観察されたテスト結果を報告している。アウエルバツハ等によつて報告された装置は、吸入により生ずる負圧、又は吸気により生ずる正圧のどちらかを、2つの極だったモードで、検知するためにカニューレと連動するばねの負荷されたダイアフラグムを使用している。負圧モードでは、報告の装置は、負圧が検出される限り、患者に酸素を供給し；正圧モードでは、正圧が検出されない限り、酸素が供給される。

流体論理要素が、また、間欠的な要求酸素システムに使用されており、吸入及び呼気により生ずる負及び正圧を検知する。この点について、ダーカンに対するアメリカ特許3976065は流体要素を使用した公知例通風管を言及しており、さらに、単一の流体フリップフロップが第1制御要素として使用され、複数動作モードのいずれの1つもフリップフロップに適用されるバイアス信号を調節することにより得られるという、デジタル流

体通風装置を開示している。

公知例による間欠的な要求酸素装置は、負圧か正圧かどちらか検知して、吸入期間にわたつて患者に酸素を供給する。もし、患者が例えば分当り10呼吸の比で呼吸すべきであつたならば、各呼吸は平均6秒である。このような患者にとつて、吸入は呼吸当り6秒のうち約2秒で正常では検知され、呼気は残りの4秒で正常では検知される。それ故に、先行例装置は吸入の全期間——この場合、2秒で酸素を供給しようとした。

アウエルバツハ等によりテストされた現在の装置では、吸入の全期間で供給される酸素は、流れのパターンでうねりを始める傾向がある。今まで、このうねりは不必要かつ無駄と考えられている。ある装置では、流量計のように他の流体要素が患者とそのうねりを落とす酸素供給間に組合わされている。

しかしながら、本出願人が臨床的に観察した点は、呼吸過程において酸素は吸入の初期段階でのみ血液に吸収される点である。つまり、酸素が効果的に肺胞に到達するのは吸入の初期段階である。吸入の後の段階中に適用される酸素は、咽頭、気管及び気管支のような「死空間」に残っている。これにより、本出願人は、呼吸装置の作動において、秒当り酸素の大容量を適用し、かつ吸入期間にわたつて秒当りの通常量を適用するよりも吸入の効果的な初期の段階の間にのみ酸素を適用することがより有利であることを観察により実証した。

上記の場合、有効初期段階は約0.25秒続いてよい。多くの場合、有効初期段階は約1/4以下で通常では吸入期間の約1/8である。それ故に、もし、酸素が秒レート当りの正常量（例えば、秒当り50ccよりむしろ秒当り100cc）の2倍で供給された

ならば $\frac{1}{2}$ 以上の節約——多くの場合 $\frac{3}{4}$ 以上——

が実現される。現在の間欠的な酸素要求装置は、この有効初期段階の吸入現象に従つて作動するのは不可能である。

公知例による呼吸器は、呼吸停止時を検知することを狙う。基本的には、呼吸停止は中央神経系出力の中止、航空妨害或いはその両者の組合せにより原因とされる呼吸不順である。この不順は、急な子供の死の症候群に関係がある。この状態が

慢性肺病を有する患者においてとくに有害であるのは、危険な心臓不整脈が酸素欠乏により生ずるからである。

呼吸停止時の検出を目的とした公知例装置のうち、多く（カールソのアメリカ特許3357428及びコックスの同4206754に開示された装置を含む）は電氣的にモニターされる電気信号（流体信号と対比される）を定期的に発生し、患者が満足に息を止めたかを決定し、或いはその信号は警告表示としてアラームを作動させる。

呼吸停止時の検出のために流体信号を使用する公知例呼吸器は基本的には固定キャパシタンス装置を使い、吸入間の時間長さを計り又は制御する。このような呼吸器の例は、ステワートのアメリカ特許3910270；ピータ等の同3659598及びビズマツハの同4141354にみられる。流体信号を使う呼吸停止時検出器では、固定容量のキャパシタンスは不適當であり、それは固定量における流体圧縮は流体論理回路で時折り使用される低圧力と合わないからである。その上、公知例の固定容量キャパシタンスは流体論理装置を通つて放出し、かつ有効な呼吸停止検出器に望まれるものよりひどく遅い比でそうである。

上述にかんがみて、本発明の目的は、吸入の初めに、かつ吸入期間の極く一部である時間に患者に対し吸気ガスが供給される呼吸装置及びその作動方法を提供することである。

本発明の利点は、酸素のような吸気ガスの貯めを可能にする経済的かつ有効な呼吸装置の提供である。

他の目的は、流体的に作動する呼吸停止時検出器を有する呼吸装置を提供することである。

さらに他の目的は、流体論理要素と相容性のある可変容量キャパシタンスをもつた呼吸停止時検出器と、急速な排出用手段とを具有する呼吸装置の提供である。

概 要

呼吸装置は、患者の吸入が呼気かを検知する手段と、第1又は第2出力ポートのどちらかで吸入か呼気の期間を示す第1流体信号を発生する第1発生手段とを含む。第1発生手段の第1出力ポートは、排出弁と連動する可変容量キャパシタンス装置（例えば、エラストマーバルーン）を含む流体的に作動する呼吸停止時回路に接がれている。

呼吸停止時回路は、選択的に1つ以上の信号化手段（例えば、カウンター、アラーム又は心電図モニタ）を作動し、そのとき患者は既定時間内吸入しない。

第1発生手段の第2出力ポートは流体的に作動する要求ガス制御回路に接がっている。その各種実施例では、要求ガス制御回路は第1流体信号に対応する第2発生手段を含んでおり、既定関係により第1流体信号の期間と関連したある期間の有する第2流体信号を発生する。要求酸素制御回路は、さらに、第2流体信号に感応する弁手段を含むソース手段を包有して、第2流体信号の期間と関連する時間の間患者に対する吸気ガスの適用を制御する。好ましくは、患者に対する吸気ガスの適用期間は吸入期間の0.25以下である。

検知手段として層流定比増幅器が使用されて、吸入及び呼気すべく当初の試みにより生ずる圧力のような非常に小さい圧力を検知する。

図面の簡単な説明

本発明の前記及び他の目的、特性並びに効果は、添付図面に図示された好適な実施例について次の詳細な説明から明白となり、図面において参照符号は各図にわたつて同じ部材を指す。図面は必ずしも尺度通りでなく、本発明の要旨を説明するにとなる。第1図は本発明の一実施例による呼吸装置の概略図である。第2図は、本発明に使用される適当な検知手段を図示した概略図である。第3A、3B及び3C図は、本発明に使用される適当な第1発生手段のそれぞれ異なる実施例を図示した概略図である。第4図は本発明の一実施例による要求制御回路を図示する概略図である。第5A、5B及び5C図は、患者に吸気ガスを与える各種方法を図示したグラフである。

図面の詳細な説明

第1図は、呼吸停止発生回路10と要求ガス制御回路20を含む本発明の一実施例による呼吸装置を図示する。第1図の実施例は、さらに、検知ライン24により検知手段26に接続された鼻カニューレ或いは鼻フオーク具22を含んでいる。例えば、鼻たけにより鼻の封鎖があるとき、鼻フオーク具の代りにマスクが使用される。簡単なために、導管、パイプ、溝、他の閉じられた流体導管のような流体を運ぶ手線は以後、ラインとして呼ばれる。

検知手段26は、患者の呼吸システムにおける圧力流れの方向と期間の検知可能な装置である。つまり、検知手段26は、吸込もうとする患者の意図により生ずる負圧と、吐気により生ずる正圧とを検出できる。第1図で一般に知られるように、検知手段26は、検知ライン24に接続された第1制御ポート28；バイアス制御弁32に流体的に接続された第2制御ポート30；ライン38により流体源36に接続された動力流れポート34；及び2つの出力ポート或いは出力脚40、42を含む。

第1図において検知手段26に接続された図示流体源26は、呼吸装置へ空気、酸素又は他の希望される流体を与えるため小さなポンプ或いは通常の井戸供給装置でもよい。後述の実施例は複数の流体源46（各源は流体源36と基本的に似ている）の1つに接続された流体要素を使用しているが、その代りに流体要素は源36のように単一源に適当な接ぎ具により接続されてもよい。希望されるならば、可変絞り或いは圧力調整器のような絞り装置48がどんな源と1つの流体要素間で接続されてもよい。

第2図にみられるように、検知手段26の1実施例は、複数の流体増幅器を適当に包有する。とくに、第2図の実施例は、流体増幅器50、52、54を含む1つの3段増幅網を含む。しかしながら、検知手段26の他の実施例は、望まれる増幅度に従って適当数の段を有してもよい。流体増幅器は、いずれも（それぞれ50a、52a及び54aとして示される）第1制御ポート；第2制御ポート50b、52b及び54b；動力流れポート50c、52c、54c；第1出力ポート50d、52d、54d；及び第2出力ポート50e、52e、54eを具有する。

増幅器50、52及び54は次のように3段階形状で接続されている；出力ポート50dはライン56により制御ポート52aに接続される；出力ポート52dはライン60により制御ポート54cに接続されている；そして、出力ポート52eはライン62により制御ポート54aに接続されている。各動力流れ入力ポートは1つの流体源に接続されている：ポート52c及び54cは源46に接続されており、他方ポート50cはライン34を介して源36に接続している。第2図にみ

られるように、制御ポート50aは検知ライン24に接続されており；制御ポート50bは、実質的には、検知手段26の第2制御ポート30であり；出力ポート54dは検知手段26の出力脚40に接続されており；そして、出力ポート54cは検知手段26の出力脚42に接続している。

第2図における検知手段26の増幅器50、52及び54は、各段の増幅において6対1のゲインになるように接続している。第2図の増幅器50、52及び54は、流れが無変流となる十分低い圧力で動作する通常の流体流れ流体増幅器か、層流流体増幅器かのどちらでもよい。層流流体増幅器は、高度に敏感であり、典型的なコマンド式装置におけるように渦流よりむしろ層流を使う。この型の層流流体増幅器は、メアリー州コロンビアのトリテック社により手に入る。どちらの場合でも、検知手段26は、水約0.5ミリメートルの負圧で最初の呼気を検知できる。

第1図の呼吸装置は、さらに、第1制御ポート66、第2制御ポート68、第1出力ポート或いは脚70、及び第2出力ポート或いは脚72を含む第1発生手段64を包有する。

第3A図は、本発明で使用のため適当な発生手段の一実施例を詳細に図示している。第3A図の発生手段64Aは、流体増幅器74とNORゲート76を包有する。増幅器74は、第1制御ポート74a；第2制御ポート74b；動力流れポート74c；第1出力ポート74d；そして、第2出力ポート74eを包有する。第3A図の実施例において制御ポート74a及び74bは、実質的には、第1発生手段64Aのそれぞれの制御ポート68及び66であり；動力流れポート74cは源46に接続されており；そして、出力ポート74eは大気に通じている。NORゲート76は、制御ポート76a；動力流れポート76c；第1出力ポート76d；及び第2出力ポート76eを包有する。第3図から理解されることは、動力流れ76cは源46に接続されており、出力ポート76d、76eは第1発生手段の出力脚70、72にそれぞれ接続されていることである。NORゲート76は、出力ポート74dを制御ポート76aに接いでいるライン78により増幅器74に接続されている。

第3B図は、本発明で使用のため適当な第1発

生手段の第2実施例を図示する。とくに、第3B図は、層流定比増幅器79と層流定比フリップフロップ80とを包有する第1発生手段64Bを図示する。流体フリップフロップ80は、さらに、2つの層流定比増幅器81、82を包有する。増幅器79、81及び82の各々は、上記に言及された増幅器50、52、54及び74により設定されたアルファベットのラベルの付いた入力ポート、動力流れポート、及び出力ポートを具有する。同様に、各増幅器はその動力流れ入力

源46に接がれている。
フリップフロップ80の増幅器81は、ライン83、84により増幅器79に接続されており、一ライン83は制御ポート81bを出力ポート79dに接ぎ、ライン84は制御ポート81aを出力ポート79eに接ぐ。フリップフロップ80の増幅器81、82はライン85、86及び後述する2つの帰還路により相互接続されている。ライン85は出力ポート81dを制御ポート82bに接ぎ、ライン86は出力ポート81eを制御ポート82aに接ぐ。帰還路87aは増幅器81の出力ポート81eと入力ポート81bを相互接続し、帰還路87bは増幅器81の出力ポート81dと入力ポート81aを相互接続する。制御入力ポート79a、79bは、実質的には、第1発生手段64Bのそれぞれの制御ポート68、66であり、出力ポート82d、82eは出力脚70、72のそれぞれに接続している。88として一般に表示されている各種抵抗は、フリップフロップ80における種々の地点に配置され、帰還路87a、87bに含んでいる。

第3C図は、本発明で使用のため同様に適当な第1発生手段の第3実施例を図示する。とくに、第3C図は、定比流体増幅器90と双安定流体フリップフロップ92とを包有する第1発生手段64cを図示する。増幅器90とフリップフロップ92は、上述したアルファベットのラベル付き入力ポート、動力流れポート及び出力ポートを具有する。フリップフロップ92は、ライン93、94により増幅器90に接続されており、一ライン93は制御ポート92bを出力ポート90dに接ぎ、ライン94は制御ポート92aを出力ポート90cに接ぐ。制御ポート90a、90bは、実質的には、第1発生手段64eのそれぞ

れの制御ポート68、66であり、出力ポート92d、92cは出力脚72、70にそれぞれ接続されている。増幅器90の出力ポート90eは幾何学的に負荷されるので、信号が増幅器90へ適用されないときか、信号がその入力ポート90bへ適用されるときかのいずれかのときに、流体信号が発生手段64cの脚72に生ずる。第3C図において手段64として図示された手段と似た第1発生手段は、コーニングガラス社により開発されたセンサトリガー（コード192681）である。

第1図は、要求ガス制御回路20の1実施例を図示する。要求ガス制御回路20は、第2発生手段96とソース手段98とを含む。

要求ガス制御回路20の第2発生手段96は、大気に通じる第1出力ポート96a；ライン100を経てソース手段98に接続される第2出力ポート96b；源46に接続された第1入力ポート96c；そして、ライン104により第1発生手段64の出力脚70に接続された第2入力ポート96dを包有する。第2発生手段96は、さらに、一方では入力ポート96cと垂直に交差する第1端部104aと、他方では入力ポート96cと垂直に交差する第2端部104bとを具有する流体閉回路104を包有する。端部104a、104bは入力ポート96cとの交差点でリニアである。流体路104は流体絞り装置106及び／又はキャパシタンス装置108のような1つ以上のタイミング手段を具有する。第1図の実施例に示されるように絞り装置106は、可変抵抗であり、キャパシタンス108はエラストマーバルーンのような可変容量である。絞り装置106とキャパシタンス108は異なる値とキャパシタンスを有する類似の絞り装置或いはキャパシタンスと相互交換される。

要求ガス制御回路20のソース手段98は、ライン114により吸入ガス源112に接がれた要求弁110を含む。ライン114上で要求弁110と源112との間に、調整器116と流量計118とが介在する。要求弁110は、また、吸入ガスを鼻フオーク具22へ供給するために流体輸送手段或いはライン120に接がれている。バイパス・スイッチ124を有するバイパスライン122はライン114、120間に接続されて要求弁110を選択的に短絡する。この点について、

11

要求弁110は、移動パート弁或いはダイヤフラム弁のような適当なものでよいが、実際にはALCONシリーズAのモデル7986の弁が好ましい。

適当な要求ガス制御回路の第2実施例が第4図に図示される。この制御回路20'は第2発生手段96'とソース手段98'を含む。第2発生手段はライン100'を経てソース手段98'に接続された第1出力ポート96a'；大気に通じる第2出力ポート96b'；源46に接続される第1入力ポート96c'；そして、ライン102'により第1発生手段64の出力脚70に接がれた第2入力ポート96d'を包有する。第1図の実施例のように、第2発生装置96'はそれぞれの端部104a'、104b'を有する流体路104とタイミング手段106'、108'を含む。

ソース手段98'は、第1図のように、ライン114'により適当な源112'に接がれたダイヤフラム弁110'を包有する。要求弁110'は、ライン100'により第2発生手段96'に接がれた第1入力ポート110a'；ライン114'に接がれた第2入力ポート110b'；流体輸送手段120に接続された出力ポート110b'；そして、フレキシブルなダイヤフラム110dを具有する。第1図の実施例と同様に、第4図の実施例もまた、バイパス・スイッチ124'を有するバイパスライン122'を含む。

第1図或いは第4図の実施例のどちらかでは、要求ガス制御回路は、さらに、第1図では160、第4図では160'としてラベルの付いたカウンタディスプレイ回路を包有する。第1図の回路160は、ライン164によりライン100に接続された空気カウンタ162を含む。第4図の回路160'はライン164'により第2発生手段96'の第2出力ポート96b'に接がれた同様の空気カウンタ162'を含む。

回路160は、さらに、入力として適用される流体信号の期間と等しい期間を有する電気信号を発生させるために適当な2つの圧力電気装置166、168を含む。装置166はライン170上でライン120に接続されており、装置168はリード線174によりディスプレイ装置176に電氣的に接続されており；装置168はリード線178によりディスプレイ装置180に電氣的に

12

接がつている。ディスプレイ装置176、180は、それぞれ、クロック手段、リセット手段及び読出し手段（デジタル的読出しのような）のような図示成分を含む。

第1図或いは第4図の実施のどちらかに、発振器126がライン120上で患者（鼻フオーク具22）とソース手段110或いは110'間に接続されてよい。発振器126は、ガスの肺への拡散を増加させる吸入ガス流れ方向の高周波を発生させるために使用される。発振器126は、例えば、ロータリーモータ或いはポンプを包有してもよい。バイパスライン127はスイッチ128を伴って、その両端はライン120に接がれ、発振器126の対向側にくる。スイッチ128の選択動作は発振器126を効果的に短絡し、吸入ガスの非発振流れを設ける。

呼吸停止時回路10は第1発生手段64の出力脚72に流体的に接続され、また排出手段130（きのこ弁のようなもの）；可変キャパシタンス装置132（例えば、エラストマーバルーン）；デジタル流体装置（例えば、NORゲート）；そして、少くとも1つの信号化手段（例えば、空氣的に動作するデジタルカウンタ136a；アラーム136b；そして、心電図モニタ136cのいずれか）を含む。

呼吸停止回路10の可変キャパシタンス装置132とNORゲート134は、ライン138により、第1発生手段64の出力脚72に接がる。流体低抗140はライン138上で第1発生手段64と可変キャパシタンス装置132間に介在する。流体路或いはライン142は、流体低抗140を回つてライン138と平行に接続される。きのこ排弁130は路142上に存在し、流体信号が発生手段64の方向からそこに適用されるとき、閉じるように動作する。

NORゲート134は、源46に接がった第1入力ポート134a；ライン138に接がった第2入力ポート134b；大気に通ずる第1出力ポート134c；そして、信号化手段に接がった第2出力ポート134dを包有する。この点において、出力ポート134dはライン144により圧力電気スイッチ146に接続され、またライン144、148によりカウンタ136aに接続される。圧力電気スイッチ146は適当なリード線1

48, 150によりアラーム手段136bと心電図モニタ136cと電氣的に接がる。アラーム手段136bは可聴アラーム、視覚アラームのどちらか或いは両者でもよい。

圧力／電気装置152は、ライン154により、第1発生装置64と流体低抗140間のライン138の一部に空氣的に接がつている。圧力電気装置152は、入力として適用された流体信号の期間に等しい期間を有する電気信号を発生する型式のものである。圧力電気装置152は、リード線156によりディスプレイ装置158に電氣的に接がる。ディスプレイ装置158は、装置176, 180について前述した型式のものである。

前述した呼吸装置の動作を説明する前に、注意すべきことは、酸素は吸入の速い段階の間でのみ、おおむね血液に吸収されることを、出願人は呼吸過程で臨床的に観察していることである。この観察を図示するために、第5A, 5B及び5C図が参照される。説明のために、患者が1分当り10呼吸の割合いで呼吸するとき、各呼吸は約6秒が平均となる。この例を図示するために、第5A～5C図の各グラフは、0から6まで秒毎に増加する時間軸を有する。簡単のために、グラフの第2軸は分当り0から6リットルまで増分されており、吸気ガスの患者への供給割合を示している。

第5A図は、患者に吸気ガスを連続して供給する装置について図示する。第5A図のグラフはおおむね水平直線を示し、その線以下の面積は供給されたガス量に略一致する。図示の6秒の間では、ガス供給は、約0.3リットル ($= 3 \frac{\text{リットル}}{\text{分}}$

$\times \frac{1 \text{分}}{60 \text{秒}} \times 6 \text{秒}$)。6秒呼吸のうち約2秒のみが吸込のために要求されるので、第5A図の連続供給装置の使用では、相当のロスが生ずる。

もつと節約的で先行技術の間欠的要求装置では、吸気の間だけガスを吸気ガスを供給する。このような装置は第5B図により代表され、2秒(全吸気の略長さ)続いた略平行直線を示す。第5B図において供給されたガスは約0.1リットルである。

上述したように、呼吸装置の動作に当って、吸

入期間にわたって分当りの通常の容量割合よりむしろ吸入の効果のある速い段階で分当りの吸気ガスの大容量を適用するのが最も有利であることを、出願人は観察していた。それ故に、第5C図は、吸入の速い段階で分当り大容量の酸素を与えるのが好ましいことの出願人の発見を図示している。この効果のある速い段階は吸入期間の約4分の1以下(通常では約8分の1)。とくに、第5C図は、約0.25秒間続く分当り約6リットルの酸素流の「Spike」のSを図示する。それ故に、第5C図で供給されるガスは、約0.025リットル

($= 6 \frac{\text{リットル}}{\text{分}} \times \frac{1 \text{分}}{60 \text{秒}} \times 0.25 \text{秒}$) 以下である。

後述する方法で動作し、上記した構成は、第5C図の方法に従って、患者に酸素のような吸気ガスの供給を容易にする。

患者が吸込もうとするとき、鼻フオーク具22とライン24で生ずる負圧が検知手段26により検知される。前述したように、検知手段26は水0.5ミリ・リットル程小さい負圧を検知できる。吸入により生ずる負圧を検知する際に、検知手段26は出力脚42で流体信号を発生する。

上記について、かつ第2図に図示された検知手段26の実施例に関して、検知ライン24上の負圧により、検知手段26のポート34に適用される動力流れが出力ポート50eに偏向する。その結果の流体信号はライン58に沿って増幅器52の制御ポート52aに適用される。結果として、増幅器52の動力流れの入るポート52cが出力ポート52dへ偏向し、ライン60上に信号を発生する。同様方法により、ライン60上の信号は、増幅器54の制御ポート54cに適用され、この結果により、流体信号が検知手段26の出力脚42上で発生する。図示実施例のために、検知手段26における増幅器の各段は、約6対1のゲインを成達する。

検知手段26の出力脚42上の流体信号は、第1発生手段の制御ポート68に適用され、そして、手段64の各変形実施例で後述するように、最後には、第1流体信号が発生する結果となり、出力ポート70に適用される。第1流体信号は、患者の吸入期間と略等しい期間を有する。

第3A図に示した実施例の発生手段64Aにおいて、出力脚42上の信号は増幅器74の制御ポ

15

ート74aに適用され、そしてポート74cに適用された動力流れを出力ポート74dに偏向させ、これにより、ライン78上に流体信号を発生する。ライン78上の流体信号は、NORゲート76の制御ポート76aに適用され、そして、ポート76cに入る動力流れを出力76dに偏向させ、これにより、出力脚70に第1流体信号を発生する。

第3B図に示した実施例の発生手段64Bにおいて、出力脚42の信号は、増幅器79の制御ポート79aに適用されて、入力ポート79cに入る動力流れを出力ポート79dへ偏向させ、従って、ライン83に流体信号を発生する。ライン83の流体信号は、フリップフロップ80、とくに制御ポート81bにおける増幅器81に適用される。ライン83の流体信号は動力流れの入るポート81cを出力ポート81e方向に偏向させ、従って、ライン86と帰還ライン87aの両方に流体信号を発生する。ライン86の信号は増幅器82の制御ポート82aに適用されて、動力流れの入るポート82cを出力ポート82e方向に偏向させ、これにより出力脚70に第1流体信号を発生する。

第3C図に示した実施例の発生手段64cにおいて、増幅器90の制御ポート90aに適用される。出力脚42の信号は幾何学的負荷を克服し、動力流れの入るポート90cを出力ポート90dに偏向させ、これによりライン93に流体信号を発生する。ライン93の信号は双安定フリップフロップ92の制御ポート92bに適用され、そして、同じ方法でポート92cへ入る動力流れを出力ポート92bに偏向させ、出力脚70に第1流体信号を発生する。

呼吸装置の吸入相の動作説明は、第1図と第4図とのそれぞれの要求ガス制御回路20、20'を考慮に入れて分けられる。

第1図の要求ガス制御回路20に関して、手段64により出力脚70に発生した第1流体信号は、ライン102上の第2発生手段96に適用される。第1図から明らかなように、ライン102上に流体信号の不在で、発生手段96のポート96cに入る動力流れは、出力ポート96aを

16

ポート96cに入る動力流れは、後述する方法により一定期間出力ポート96bに偏向する。ライン102の第1流体信号を第2発生手段96のポート96dに適用の際に、ポート96cに入る動力流れは出力ポート96aから出力ポート96bに偏向し、ソース手段98に適用されるライン100に第2流体信号を発生する。ライン102の第1流体信号は、また、タイミング手段(例えば抵抗106及びキャパシタンス装置108)を有する流体路104に適用される。タイミング手段は、閉じたループ流体路104をまわる第1流体信号の通過をある既定時間遅らせる。つまり、大体の値いが可変抵抗106の抵抗のために選ばれ、まやおおよそ最大の容量のキャパシタンス装置108が選ばれるので、閉じたループの流体回路104を介して移動する第1流体信号は、その信号が流体回路104の第2端部104bに到る前に、ある既定期間遅れる。閉じたループの流体路104を介して移動する第1流体信号が第2端部104bに到るとき、ポート96cに入る流体流れの各側の流体圧力は均衡され、その流体流れは、もはやポート96bから偏向するが、その代りに、ポート96aを

このようにして、第2発生手段96は、ライン100に第2流体信号を発生し、第2流体信号は出力脚70からライン102に適用される第1流体信号の期間に関連したある期間を有する。ライン102における第1流体信号とライン100における第2流体信号の期間は、第2発生手段96からなるタイミング手段に対し選ばれる値いと寸法とに依存する既定関係のもとにある。このような値いと寸法は、この実施例のために選ばれるべきであり、このようにして、第1流体信号の期間、つまり吸入期間に対する第2流体信号の期間の比が0.25以下である。多くの場合において、望まれるならば、その比は約0.125であればよい。

ソース手段98の弁手段110は、ライン114に沿って源112から吸気ガスの供給を受ける。弁手段110は、ライン100で受けられるような第2流体信号の期間に一致したある期間ライン120上で患者にそのガスを与える。故に、上述した既定関係に従って、ソース手段98は吸入の最初の段階後0.5秒以下の間で患者に吸気ガスを供給する。第4図の実施例の要求ガス制御器

20'に関して、発生手段64の出力脚70上の第1流体信号は、ライン102'上で、第1図の実施例と同様に、第2発生手段96'に適用される。しかしながら、注目すべきことは、このような信号が不在のとき、ポート96c'に入る動力流れは大気に通らず、ライン100'で第2流体信号として出力ポート96a'へ走行する。ライン102'の第1流体信号を第2発生手段96'の入力ポート96d'に適用の際に、流体流れの入るポート96c'は出力ポート96a'から出力ポート96b'に偏向し、そこで第1流体信号に対して要求される時間と略等しい時間の間大気に通じて、閉じたループ流体路104'を介して走行し、その後は、流体流れの両側で流体圧力を均衡させる。

上記の点において、流体路104'は第1図実施例の流体路104と似ており、抵抗106'及びキャパシタンス108'のような類似のタイミング手段を含む。第4図の実施例において、タイミング手段の値いと寸法は、ライン102'で受けられる第1流体信号の期間に対してライン100'で適用される第2流体信号の期間との比が0.75以上であり、場合によつて、0.875以上になるように、選ばれる。勿論、第2流体信号は吸入のあとの部分の期間にのみライン100'上に適用されるので、動力流れの入るポート96c'は吸入の最初の段階で、かつその後の短い期間中にポート96b'を経て大気に通じる。

ソース手段98'の弁手段110'は、源112'からライン114'へ吸気ガスの供給を受け、そして、ライン100'に第2流体信号の不在のとき、ライン120で患者に吸気ガスを供給する。この点において、ライン100'に第2流体信号の存在が、吸気ガス入力ポート110b'に対抗してダイヤフラム110d'を負荷させるが、他方ライン100'に第2流体信号の不在により、ライン114'上で入力ポート110b'で発生した圧力がダイヤフラム110d'を偏向させ、また弁手段110'を介して、かつ出力ポート110c'の外へ吸気ガスが通過する。それ故に、第4図の実施例に対し上述した既定のタイミング関係に従つて、弁手段110'が吸入の最初の段階後0.5秒以下の間に、吸気ガスを患者へ供給する。

各実施例のカウンターディスプレイ回路160, 160'は、操作者に或いは従事する医者に、

患者の呼吸活動と要求ガス制御器に関するデータを与える。ライン100に接がった第1図のカウンタ162は、流体信号がライン100に適用される毎に増加される。このようにして、カウンタ162は患者により意図された吸入数を作表する。第4図のカウンタ162'は第2発生手段96'の第2出力ポート96b'に接がっており、同様に、吸入が意図される毎（手段96'の出力が大気に通じる毎）に増加される。

10 操作者或いは従事する医者は、ディスプレイ装置176, 180で、ライン120で患者に対する吸気ガスの供給期間及びライン102で流体信号により表示されるように患者の吸入期間を観察することができる。この点について、流体信号は装置166, 168のそれぞれにより電気信号に変換される。電気信号の期間は装置176, 180により計時される。装置176, 180は読出し手段でその期間と一致する数値（好ましくはデジタル値）を表示し、通常の方法によりセットされる。ディスプレイ装置176, 180は、操作者或いは従事する医者が第2発生手段96の例えば可変抵抗106及び／又はキャパシタンス108のタイミング手段を調節、カリブレートし、又は選択的に変化させるので、とくに有用である。

第1図と第4図のそれぞれの実施例の要求ガス制御器20, 20'に関して、理解されるべきことは、2つの制御器が容易に装着可能であつて、望まれるならば、吸入期間にわたつて吸気ガスを供給する。これは、いくつかの方法で行なわれる。例えば、絞り装置106の値いが、吸入にわたつて出力ポート96bで出力が生じる路104で抵抗が最も大きいように、選ばれてもよい。或いは、他の例として（図示しない）、バイパスラインが1つのスイッチを有して、第2発生手段96を選択的に短絡してもよい。このようなモードの動作において、第1と第2流体信号間の既定関係は、1対1の比か、或いは1/1の一部である。

再び、第1図と第4図とのそれぞれの実施例の要求ガス制御手段20, 20'に関して、呼吸装置は適当なバイパススイッチ（第1図の124及び第4図の124'）を閉じることにより連続モードで動作可能である。スイッチ124或いは124'の閉成は、吸気ガスがライン114, 12

19

2及び120或いは114', 122'及び120'を経て源112或いは112'から連続して流れることを可能にする。

第1図と第4図とに示した要求ガス制御器の両実施例に関して、流量計118(第4図では118')が弁手段110或いは110'と源112或いは112'間に、又はそれに代つて弁手段110或いは110'と鼻フオーク具22間に接続されるべきである。さもなければ、第5C図に示した「spike」のsは落ちてしまい、不十分なガス供給の結果になる。

吸入の間、発生手段64は出力脚72の代りに出力脚70に第1流体信号を適用するので、呼吸停止時回路10は流体信号を受けない。事実、吸入の間、可変キャパシタンス装置132で回収される流体は、きのこ呼吸弁130に急速に排出されるが、これは該弁が流体路142に適用される流体信号により閉じないからである。きのこ排出弁130と連動する装置132の可変キャパシタンスとエラストマー性状物は、可変キャパシタンス装置132からの素早い流体放出を容易にする。固定容量のキャパシタンスはこの機能を適当に実行しない、また流体論理回路で使用される抵圧力と相容れない。

患者が息を吐き出すとき、正圧が鼻フオーク具22で検知ライン24に発生する。検知手段26は正圧を検知し、流体信号をその出力脚40に発生する。第2図に示した検知手段26の実施例において、手段26における増幅器50の制御ポート50aに正圧が適用されることにより、ポート50eに入る動力流れが出力ポート50dへ偏向し、これによりライン56に信号が発生する。ライン56の信号は、増幅器52の制御ポート52bに適用され、この増幅器52はライン62に信号を発生し、増幅器54の制御ポート54aに適用する。この点について詳しく説明していないが、理解すべきことは、増幅器52、54が負圧動作相に関して上述したように同じ原理に従って動作することである。勿論、流体信号は、負圧動作相で説明したものよりも、反対の入力ポートに適用され、反対の出力ポートに放出される。

ライン40の流体信号は第1発生手段64の制御ポート66に適用され、また第3A、3B及び3C図の各種実施例に関して説明した方法によ

20

り、出力脚72に第1流体信号を発生する。

第3A図に示した実施例の発生手段64Aにおいて、出力脚40の流体信号は制御ポート74bに適用され、これにより動力流れの入る制御ポート74cが出力ポート74eを経て大気に通ずる原因となる。それ故に、流体信号はNORゲート76に適用するためライン78に送られない。NORゲート76の動力流れの入るポート76cは偏向せずのままで、出力脚72へ放出する。

第3B図に図示した実施例の発生手段64Bにおいて、出力脚40の信号は増幅器79の制御ポート79bに適用され、また動力流れの入るポート79cを偏向させるので、信号がライン84に発生する。ライン84の信号は、出力脚72に第1流体信号を最後に発生するフリップフロップ80に適用される。この点について詳しく説明していないが、なお理解すべきことは、フリップフロップ80からなる増幅器81、82が、負圧動作モードに関して上述した同じ原理に従って動作することである。勿論、増幅器81、82への信号は上述したよりも反対の入力ポートに適用されてもよく、また出力信号は反対の出力ポートから放出されてもよい。

第3C図に示した実施例の発生手段64cにおいて、出力脚40の流体信号は増幅器90の制御ポート90bに適用されて動力流れの入るポート90cを出力ポート90eに偏向し、従つてライン94に信号を発生する。双安定フリップフロップ92の信号94が入る制御ポート92aにより、動力流れの入るポート92cは出力ポート92d方向へ偏向して、出力脚72に第1流体信号を発生する。

上述した第1発生手段64の3つの実施例と対比して、注目すべきことは、第3B図の発生手段64Bは、脚70から脚72へ切換えるためにその出力のために呼吸動作を要することである。他方、発生手段64A、64Cは、吸入の休止の際には、脚70から脚70へその出力を自動的に切換える。

正圧動作モードにおいて、第1発生手段64は出力脚72に第1流体信号を発生するので、流体信号は出力脚70で要求ガス制御回路に適用されない。第1図と第4図とに示した要求ガス制御器の各実施例に関して上記に別々に説明したよう

に、発生手段64の出力脚70に流体信号が不在では、ソース手段98の抑制が生じる。このようにして、呼気の間、患者へは吸気ガスが適用されない。

発生手段64が、検知された正圧に感応して出力脚72に第1流体信号を発生するとき、流体信号はライン138により呼吸停止時回路10に適用される。その信号は、それが流体抵抗140に出会うまでライン138に沿って走行する。抵抗140はライン138に適用される流体信号の路を封鎖し、これにより、流体信号は流体路142を介して走行する。路142を回って走行する流体信号は、流体信号をライン138に沿って、また可変キャパシタンス装置132内へ走行させるきのこ呼吸弁130を閉じる。流体信号は、発生手段64が流体信号を発生している限り、可変キャパシタンス装置132へ連続して適用される。

正常な呼吸において、発生手段64は、可変キャパシタンス装置132がその最大容量に充たされるまでは、永く、出力脚72に流体信号の発生を止める。この点において、想起すべきことは、発生手段64は、吸入が検知手段26により検知されるとき、出力脚72に流体信号をもはや放出しないことである。この場合、患者は満足に呼吸しており、呼吸停止時はない。

他方、異常呼吸において、患者が吸入できないとき、発生手段64は出力脚72に流体信号を発生し続ける。従つて、可変キャパシタンス装置132は、それが最大容量にふくらんで、それをその最大容量に拡張する圧力に至るとき、NORゲート134の動力流れの入るポート134aにより、出力ポート134cから出力ポート134dに切換えられる。この方法により、NORゲート134は、単独で或いは組合わせてのどちらかにより各種信号化手段を動作させるために使用されるライン144上に流体信号を発生する。第1図に示すように、ライン144の流体信号は、中間ライン148を経て、NORゲートがスツチする毎にインクリメントする空気動作するデジタル

カウンタ136aに適用される。ライン144は、また、ライン144の流体信号をライン148、150に電気信号に変換する圧力/電気スイッチ146に接がれている。ライン148の電気信号は心電図(ECG) モニタ136cを作動し、ライン148、150の電気信号はアラーム136bを作動する。前述したように、アラームは可視、可聴或いは両者のものでもよい。

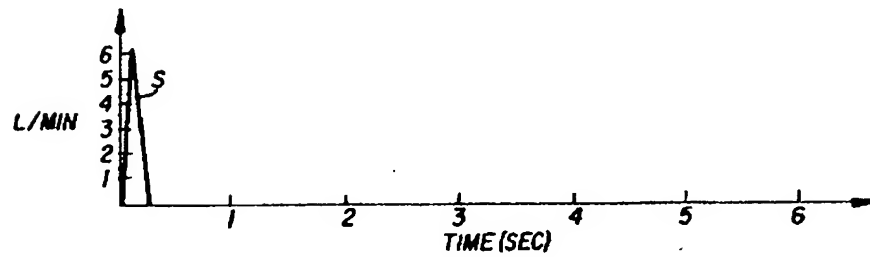
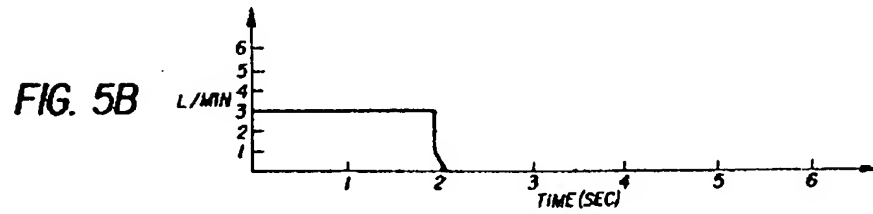
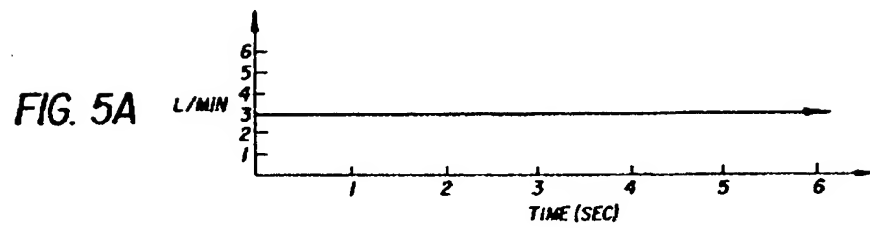
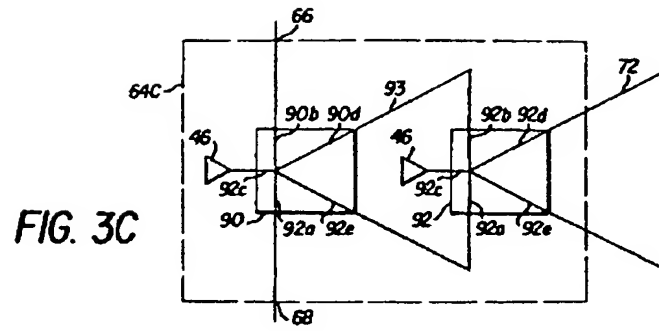
エラストマーバルーン或いは他の適当な装置の各種寸法及び型は可変キャパシタンス装置132のために選ばれる。その選択の要素として、装置により行使されるエラストマーの伸長及びその装置の流体貯め容量の最大値が考量される。例えば、患者が20秒間隔内で吸入していないことを表示する呼吸停止時回路10を希望するならば、その20秒間NORゲート134にスイッチをトリガーさせずに発生手段64により発生する流体容量を、収容できるように装置132が選ばれる。勿論、患者が、可変キャパシタンス装置132がその最大容量に達する前に、吸入したならば、きのこ弁130と連動する装置132は、上述した方法により素早く収縮する。

呼吸停止時回路10のディスプレイ装置158は操作者或には従事する医者に患者の呼気期間を計時させることができる。ディスプレイ装置158は、圧力/電気装置152と一緒に、上述したカウンターディスプレイ回路における類似の成分とはほぼ同じ方法により動作する。

本発明は好適な実施例について説明されたが、各種の変形例も本発明の要旨から外れない限り、本発明によつて構成されることを理解すべきである。例えば、カウンタ162は、交互にライン120又は102と接続されてもよい。

なお、本発明は臨床目的(例えば患者を伴つて)に適合した呼吸装置に関して説明されているが、他の分野にも応用されることが理解される。例えば、本発明は、航空、地下、下水環境に関してガス補給又は呼吸停止の検出のために使用できる。

[illegible]



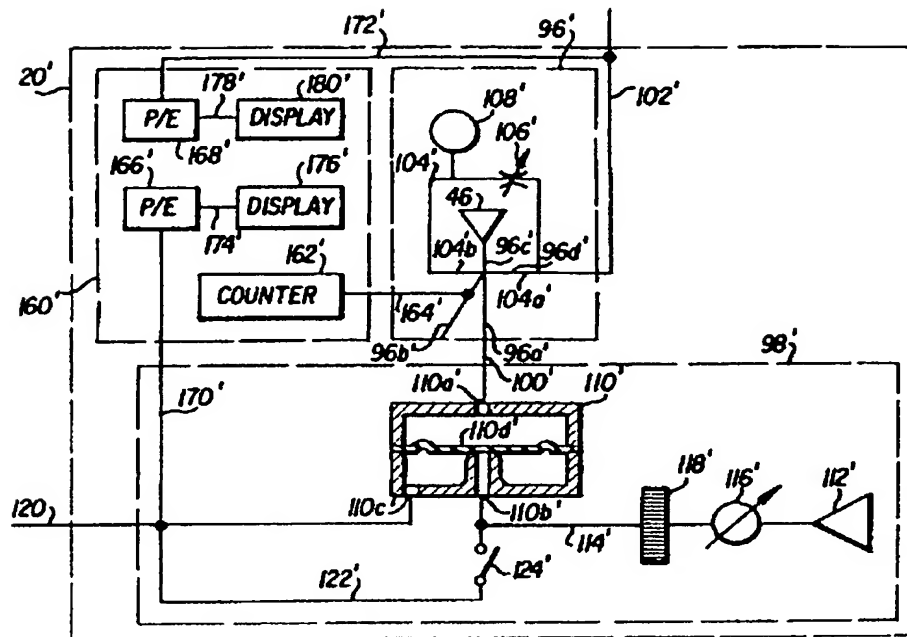


FIG. 4